

Potensi semen ionomer kaca sebagai material bioaktif

(The potency of glass ionomer cement as a bioactive material)

Endang Suprastiwi

Departemen Ilmu Konservasi Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia, Jakarta - Indonesia

Correspondence: Endang Suprastiwi. Departemen Ilmu Konservasi Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia, Jakarta – Indonesia.
Email: esuprastiwi@yahoo.co.id

Abstract

Background: Glass Ionomer Cement (GIC) is restorative material proved has biocompatible property. GIC clinically has changed in composition and in indication. In the beginning GIC is used for restorative material only, later the indication is develop i.e Pulp capping material, to close perforated area and to close apical as retrograde filling. **Purpose :** Development if the indication basically based on SIO component contain in Glass partikel and capability releasing ionic as requirement in bioactive material. **Reviews:** Bioactive material has several classification, material class A has 11 step of recovery, and end of the result is complete tissue healing as same asa original tissue. Several bioactivity GIC has been done, according Noermohammadi J et al in his research using resin modified and soaked in stimulate body fluid (SBF) and the result and result this material has bioactive. **Conclusion:** Controverseies still exist in the outcomes among literatures reviewed due to different method and type of GIC .

Keywords: glass ionomer cement, bioactive materials.

Pendahuluan

Material alloy logam, polimer dan keramik yang bersifat *bioinert* (lembam) telah banyak digunakan dalam bidang kedokteran dan kedokteran gigi dengan tingkat ketahanan mencapai 15 tahun dan kesuksesan 75% - 85%.^{1,2} Perubahan paradigma yang menyatakan bahwa penggantian jaringan berubah menjadi regenerasi jaringan, menyebabkan pendekatan penggunaan material kedokteran diarahkan untuk perbaikan jaringan secara biologis. Material bioaktif adalah material yang digunakan untuk menstimulasi regenerasi jaringan dengan melalui sebelas tahapan reaksi, yang akan mengarah pada peningkatan proliferasi dan diferensiasi sel pembentukan jaringan secara *in situ*.

Semen ionomer kaca merupakan material restorasi yang terdiri dari bubuk kaca dan likuid asam polialkenoat. Termasuk dalam klasifikasi keramik dengan kandungan SiO₂ pada partikel

kacanya, biokompatibel dan melepas ion-ion merupakan properti yang dapat berpotensi sebagai material yang bioaktif.

Tujuan dari penulisan ini adalah untuk mengemukakan kemungkinan adanya potensi SIK sebagai material restorasi yang bersifat bioaktif.

Semen Ionomer Kaca

Material restorasi gigi yang pertamakali diperkenalkan oleh Wilson dan Kent pada tahun 1972. Bahan ini terdiri dari bubuk kaca kalsium alumino silikat yang dikombinasikan dengan polimer dalam air atau asam. Material ini mampu berikatan secara fisiko kimia dengan jaringan gigi, memiliki koefisien termal sama dengan dentin, biokompatibel dan dapat melepas fluorida.³⁻⁶

Komponen yang terkandung dalam bubuk kaca adalah: SiO_2 (35,2-41,9%), Al_2O_3 (20,1-28,6%), CaF_2 (15,7-20,1%), Na_3AlF_6 (4,1-9,3%), AlF_3 (1,6-8,9%), dan AlPO_4 (3,8-12,1%). Likuid terdiri dari: air dan asam poliakrilik dengan konsentrasi 40-50% dan kadangkala ditambah asam maleik atau asam fumarik.^{3,4,5,7} Diklasifikasikan menjadi 5 tipe, dengan susunan kimia yang sama tetapi berbeda ukuran partikel kaca dan rasio bubuk-likuid.^{3,5,8} Reaksi pengerasan merupakan reaksi asam basa yang dimulai saat aplikasi asam polialkenoat ke permukaan kaca, yang selanjutnya akan terjadi 3 fase yaitu: disolusi, pengendapan dan pengerasan garam-garam yang di ikuti hidrasi garam.⁵

Biokompabilitas Semen Ionomer Kaca

Biokompabilitas semen ionomer kaca mengindikasikan bahwa material ini dapat diterima oleh tubuh, sedangkan biomaterial adalah material yang dapat diimplantasikan kedalam tubuh dapat digunakan untuk memperbaiki jaringan yang hilang atau rusak tanpa adanya penyimpangan biologis.^{2,9,10,11}

Syarat yang harus dipenuhi agar suatu material dapat diterima oleh tubuh: (1) tidak boleh iritatif dan menimbulkan inflamasi atau alergi yang disebut sifat biokompatibel, (2) dapat berkolaborasi dengan jaringan sekitarnya dalam menggantikan bagian tubuh yang hilang dan disebut bioadaptabilitas, (3) kemampuan untuk berfungsi spesifik dari bagian tubuh yang digantikan dan disebut sifat biofungsionalitas.^{1,2, 12,13}

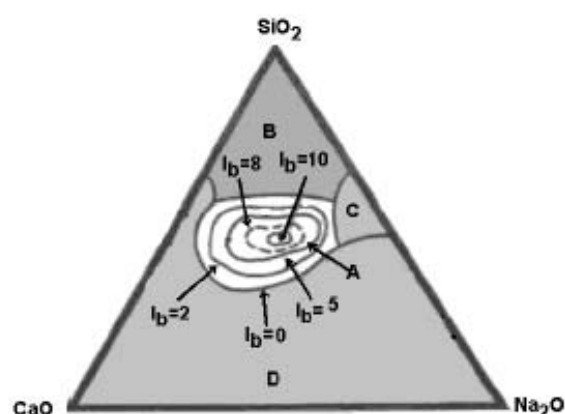
Beberapa penelitian telah dilakukan untuk menguji biokompatibilitas SIK, pada tahun 1983 diteliti efek SIK pada jaringan pulpa gigi anjing dan dinyatakan aman, sedangkan telah dilaporkan bahwa SIK aman terhadap pulpa gigi manusia.^{9,14} Pengujian sitotoksitas SIK konvensional dan SIK modifikasi resin pada tahun 2003, menyatakan bahwa SIK modifikasi resin yaitu Compoglass, ProTec CEM, Fuji II LC dan GC Lining Cement toksik terhadap sel pulpa, begitu juga dengan SIK konvensional seperti Fuji IX, GIC FX dan Fuji II SC toksik tapi hasilnya lebih rendah dari SIK modifikasi resin.¹¹ Biokompatibilitas SIK dianggap cukup baik karena asam poliakrilik bersifat lemah dan tidak mampu berdifusi kedalam dentin karena berat molekulnya besar. Pada pemeriksaan secara histologi efek SIK terhadap pulpa, memberikan gambaran reaksi yang ringan dengan infiltrasi

inflamatori minimal yang menghilang setelah satu bulan.¹⁰

Material Bioaktif

Material secara klinis diklasifikasikan dalam tiga kategori: (1) dapat diserap, (2) memiliki sifat bioaktif, dan (3) bersifat *inert* (lembam).^{1,2} Material bioaktif didefinisikan sebagai suatu bahan yang mengeluarkan respon biologis spesifik pada pertemuan permukaan bahan dengan jaringan, dengan hasil berupa pembentukan ikatan.^{1,12,15,16} Tingkat bioaktivitas diklasifikasi dengan mengacu pada indeks bioaktivitas yang merupakan parameter untuk menentukan tingkat bioaktivitas suatu material.^{1,2} Faktor yang mempengaruhi : komposisi, material kaca bioaktif terdiri SiO_2 , Na_2O dan P_2O_5 dengan kandungan SiO_2 45-52%.

Ikatan terhadap jaringan ikat lunak dan keras terjadi dalam 5-10 hari. Kaca bioaktif dan keramik kaca yang mengandung 55-60% SiO_2 memerlukan waktu yang lebih lama untuk berikatan dengan tulang dan tidak dapat berikatan dengan jaringan lunak. Apabila komposisi SiO_2 lebih dari 60% maka tidak dapat berikatan dengan tulang atau jaringan lunak dan hasilnya pembentukan kapsul *interfacial fibrous non adherent*.^{1,12,13,17} Konsep ini dirangkum



Gambar 1. Regio bioaktif pada sistem $\text{CaO-SiO}_2\text{-Na}_2\text{O}$. Semua kaca memiliki 6%wt P_2O_5 . Kaca dan keramik kaca yang memiliki komposisi pada region A, mengembangkan HA pada keadaan in vitro dan in vivo. Komposisi didalam bagian dikelilingi garis terputus juga berikatan dengan jaringan lunak. Material pada region B adalah inert dan pada region C adalah dapat diserap (*resorbable*). Regio D adalah regio dimana kaca tidak terbentuk dan tidak berikatan.^{2,12}

seperti tampak pada gambar 1, tampak diagram fase $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2$, referring to glasses with a konstan 6%wt of P_2O_5 .

Pada Gambar 1, nilai indeks bioaktifitas (Ib) adalah pengukuran level bioaktifitas dari material bioaktif dan didefinisikan sebagai kebalikan waktu yang dibutuhkan untuk lebih dari 50% interfasial terikat. Pada sistem $\text{SiO}_2-\text{CaO}-\text{Na}_2\text{O}-\text{P}_2\text{O}_5$, komposisi kaca dari SiO_2 40 – 52% memiliki nilai Ib yang bervariasi antara 12.5 sampai 10. Perubahan Ib sangat besar dibanding dengan kaca pada regio A dan B. Jika ion-ion lain yang berbeda dari Ca dan Na ditambahkan ke dalam komposisi kaca, variasi Ib yang terjadi sangat besar. Contohnya, Greenspan menunjukkan bahwa pada penambahan 3% Al_2O_3 akan menghancurkan kemampuan ikatan antara kaca dengan tulang, dan Gross membuktikan hal yang sama untuk kation multi valen lainnya.^{2,12}

Komposisi kaca yang paling bioaktif dalam sistem $\text{SiO}_2-\text{CaO}-\text{Na}_2\text{O}-\text{P}_2\text{O}_5$ adalah sistem *Bioglass*, yang merupakan material bioaktif pertama yang ditemukan pada tahun 1969 oleh Hench. Material ini dapat banyak digunakan dalam bidang kedokteran gigi dan ortopedik, sekarang ini merupakan biokeramik yang paling banyak digunakan.^{1,12}

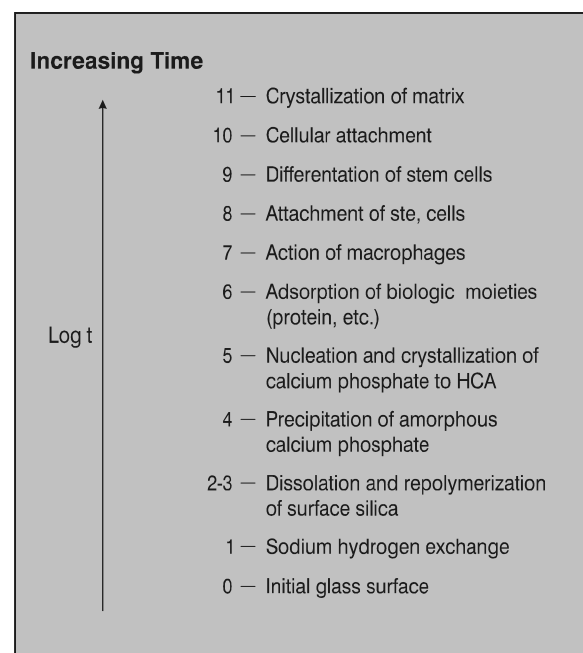
45S5 *Bioglass*® disebut juga kaca bioaktif merupakan material bioaktif kelas A karena dapat membentuk ikatan yang baik dengan jaringan lunak dan jaringan keras. Material ini mengalami proses pelarutan pada permukaan dalam lingkungan fisiologis guna membentuk lapisan *hydroxy carbonate apatite* (HCA). Semakin besar tingkat kelarutan dari material kaca bioaktif, maka semakin nyata pula efeknya terhadap pertumbuhan jaringan.

Mekanisme Bioaktivitas Material Kaca

Ada sebelas tahapan dalam proses pembentukan ikatan yang sempurna dari kaca bioaktif dengan jaringan tulang. Tahap 1 – 5 bersifat kimiawi, tahap 6 – 11 merupakan respon biologi: Tahap 1. terjadinya pertukaran yang cepat antara ion Na^+ dan Ca^{2+} dengan ion H^+ atau H_3O^+ dari larutan yang menyebabkan hidrolisis gugus silika, yang membentuk silanol; $\text{Si}-\text{O}-\text{Na}^+ + \text{H}^+ + \text{OH}^- \rightarrow \text{Si}-\text{OH} + \text{Na}^+_{(\text{aq})} + \text{OH}^-$. Tingkat keasaman (pH) larutan meningkat dan ion-ion H^+ dalam larutan diganti dengan kation-kation. Tahap 2. pertukaran kation meningkatkan konsentrasi hidroksil yang menyebabkan terjadinya kaca silika. Karena bentuk $\text{Si}(\text{OH})_4$ tidak larut, maka terjadi pemecahan ikatan

$\text{Si}-\text{O}-\text{Si}$ membentuk $\text{Si}-\text{OH}$ (silanol) pada permukaan kaca: $\text{Si}-\text{O}-\text{Si} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{Si}-\text{OH} + \text{OH}-\text{Si}$. Tahap 3. kondensasi dan repolimerisasi dari lapisan permukaan SiO_2 . Tahap 4. migrasi gugus Ca^{2+} dan PO_4^{3-} ke permukaan melalui lapisan SiO_2 , membentuk lapisan $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ yang diikuti dengan pertumbuhan lapisan $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ yang amorf melalui keterkaitan kalsium dan fosfat yang dapat larut. Tahap 5. kristalisasi lapisan $\text{CaO}-\text{P}_2\text{O}_5$ yang amorf melalui penyertaan anion OH^- dan CO_3^{2-} dari larutan untuk membentuk lapisan campuran hidroksil karbonat apatit (HCA). Tahap 6. adsorpsi dan desorpsi faktor-faktor pertumbuhan biologis, dalam lapisan HCA. Tahap 7. aksi dari makrofag untuk membuang debris dari daerah tersebut sehingga akan memungkinkan sel untuk menempati ruang yang tersedia. Tahap 8. perlekatan sel-sel induk pada permukaan bioaktif. Tahap 9. diferensiasi sel-sel induk untuk membentuk sel-sel pembentuk tulang, yaitu osteoblast. Tahap 10. dihasilkannya matriks ekstraseluler oleh osteoblast untuk membentuk tulang. Tahap 11. kristalisasi matriks kalsium fosfat anorganik untuk menyertakan sel-sel tulang ke dalam campuran struktur yang hidup.^{1,2,12}

Untuk pembentukan ikatan dengan tulang karena adanya kesetaraan biologis anorganik tulang dengan lapisan HCA yang terbentuk, jaringan lunak karena fibril kolagen diabsorpsi secara kimiawi oleh lapisan SiO_2 yang porus melalui elektrostatis..



Gambar 2. Tahapan reaksi bioaktivitas kelas A.^{1,2,12}

Reaksi tahap satu dan dua bertanggung jawab terhadap pelarutan kaca bioaktif yang berpengaruh pada tingkat pembentukan HCA.

Faktor-faktor yang mempengaruhi bioaktivitas material.

Peningkatan kandungan silika dari material kaca akan menurunkan laju pelarutan dan mengurangi jumlah ion Ca^{2+} dan HPO_4^- yang akibatnya pembentukan lapisan gel silika pada permukaan dihambat. Hal tersebut menyebabkan menurunnya sifat bioaktifitas material, terutama pada material kaca yang kandungan silikanya melebihi 60%. Lapisan gel silika memiliki peranan dalam nukleasi dan kristalisasi HCA dengan tiga komponennya yaitu: $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2$, makin luas permukaan lapisan maka akan meningkat sifat bioaktivitasnya. Greenspan dkk pada penelitiannya secara *in vitro* menemukan adanya hubungan antara laju pelarutan dengan pembentukan HCA, makin cepat proses pelarutan maka makin cepat terbentuk lapisan HCA.¹³

Selain komposisi, tekstur dalam skala nanometer merupakan variabel yang penting berperan dalam bioaktifitas. Struktur mesoporus yang saling terhubung satu sama lain dengan diameter porositas 2 dan 50 μm dari material kaca telah terbukti merupakan faktor penting dalam meningkatkan laju kelarutan dan tingkat pembentukan HCA. Penelitian *in vitro* menunjukkan bahwa laju kelarutan meningkat seiring dengan peningkatan porositas dan volume pori. Ukuran pori yang lebih besar dari 2 μm akan diperlukan untuk mendapatkan kinetika yang cepat. Peningkatan luas permukaan yang terpapar terhadap larutan akan meningkatkan pertukaran ion pada tahap 1, sehingga pelepasan silika yang mudah larut lebih banyak pada tahap 2 yang diperlukan untuk membentuk lapisan porus yang kaya silika. Pori-pori yang memiliki ukuran dalam satuan nanometer dari material kaca akan bertindak dalam inisiasi daerah untuk nukleasi kristal HCA. Superposisi muatan permukaan di dalam pori akan meningkatkan konsentrasi ionik dan derajat supersaturasi ion Ca dan P. Sehingga presipitasi HCA pertama kali cenderung terjadi di dalam pori. Laju nukleasi selanjutnya dikendalikan oleh difusi ion ke dalam pori-pori. Konsentrasi ion Ca^{2+} dan HPO_4^- yang tinggi dilepaskan ke dalam larutan seiring dengan meningkatnya volume pori, sehingga lapisan gel silika dapat terbentuk dengan sangat cepat pada permukaan kaca.^{1,12}

Material kaca juga dapat memperlihatkan adanya *bioresorbability* yang signifikan ketika pori-porinya mencapai ukuran tertentu. *Bioresorbability* didefinisikan sebagai resorpsi material secara *in vivo*, karena adanya aksi dari osteoklast yang disebabkan karena adanya pori yang saling terhubung satu sama lain, sehingga luas permukaan meningkat dan densitas partikel menjadi rendah. Meskipun masih sangat sulit untuk mengendalikan *resorbability* melalui pengubahan komposisi, pengendalian tekstur pori secara signifikan akan mempengaruhi *degradability*. Biodegradasi terutama diatur oleh struktur kristal, ukuran butir, mikroporositas, geometri bagian leher, dan kristalinitas dari material.

Pada awalnya, diperkirakan bahwa pelarutan ion Ca^{2+} dan pembentukan silanol permukaan memiliki arti penting untuk membentuk lapisan HCA. Namun Pereira dan Hench menyimpulkan bahwa karena penutupan hidroksil sangat bergantung pada karakteristik tekstur, maka konsentrasi dari gugus silanol pada permukaan silika tidak mengendalikan laju pembentukan HCA. Tidak ada bukti yang menunjukkan bahwa silanol merupakan persyaratan bagi terbentuknya HCA, tetapi keterlibatannya tidak bisa diabaikan.^{1,12,18}

Muatan negatif pada permukaan dan substrat yang porus dibutuhkan untuk pembentukan HCA. Silika memiliki muatan permukaan negatif pada pH fisiologis, yang nantinya akan mengarah pada pembentukan lapisan elektrik ganda dengan peningkatan jumlah kation pada pertemuan antara kedua permukannya. Hal ini memberikan bukti bahwa lapisan silika yang porus dibutuhkan untuk terbentuknya lapisan HCA. Jadi, lapisan HCA dapat terbentuk pada gel silika murni yang porus dalam larutan yang mengandung ion-ion Ca^{2+} dan HPO_4^- .

Fitur penting dari partikel material bioaktif kelas A adalah bahwa material tersebut bersifat osteoproduktif serta osteokonduktif. Bertentangan dengan hal tersebut, material bioaktif kelas B hanya memperlihatkan sifat osteokonduktif saja, yang didefinisikan sebagai karakteristik dari pertumbuhan tulang dan pembentukan ikatan di sepanjang permukannya. Material keramik sintetik yang padat memperlihatkan sifat bioaktifitas kelas B. Osteoproduksi terjadi ketika tulang berproliferasi pada permukaan partikel suatu massa karena peningkatan aktivitas osteoblast. Peningkatan proliferasi dan diferensiasi dari sel-sel progenitor yang distimulasi oleh resorpsi yang lambat dari partikel bioaktif kelas A, bertanggung jawab terhadap osteoproduksi.^{1,12}

Respon biologis terhadap material bioaktif yang terbuat dari $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-SiO}_2$ memberikan bukti bahwa regenerasi tulang mungkin terjadi. Molekul biologis bisa mengadakan pertukaran dengan lapisan hidrat yang terdapat di dalam pori-pori gel silika dan mempertahankan bentuk serta aktivitas biologisnya. Banyak enzim yang masih tetap aktif dalam matriks gel terhidrasi, dan pada beberapa kasus memperlihatkan peningkatan aktivitas.¹

Gen yang terlibat dalam ekspresi fenotip serta morfogenesis jaringan saat ini banyak dipelajari untuk melihat gradien konsentrasi kimiawi ekstraseluler dan intraseluler, kompleks perlekatan seluler dan stimulus lain yang dibutuhkan untuk mengaktifkan regenerasi jaringan secara *in situ* dan konstruksi rekayasa jaringan. Menurut Polak J dkk keenam famili gen yang ada dalam tubuh manusia mengalami *up-regulation* dan *down-regulation* oleh ekstrak kaca bioaktif selama proliferasi dan diferensiasi dari sel osteoblast secara *in vitro*. Hasil temuan ini memungkinkan dirancangnya material bioaktif untuk regenerasi dan rekayasa jaringan tulang. Hasil temuan baru yang signifikan adalah bahwa tingkat kelarutan yang rendah dari partikel kaca bioaktif dalam lingkungan fisiologis, dapat mengendalikan genetik siklus sel osteoblast dan ekspresi yang cepat dari gen yang meregulasi osteogenesis dan produksi faktor pertumbuhan.¹

Xynos dkk telah menunjukkan bahwa dalam kurun waktu 48 jam, sekelompok gen teraktivasi termasuk gen faktor pertumbuhan yang potensial, dan didapat pada penggunaan kultur osteoblast manusia.¹ Aktivasi berbagai gen yang memiliki kemampuan merespon tahap awal dan sintesis faktor-faktor pertumbuhan terbukti mampu memodulasi respon siklus sel osteoblast terhadap kaca bioaktif dan produk pelarutan ioniknya. Hasil tersebut menunjukkan bahwa kaca bioaktif mempertinggi osteogenesis melalui pengendalian secara langsung terhadap gen yang mengatur induksi dan progresi siklus sel. Namun hasil biologi molekuler juga memastikan bahwa sel-sel osteoprogenitor harus berada dalam lingkungan kimiawi yang sesuai untuk melewati titik batas dalam siklus sel menuju fase sintesis dan mitosis. Hanya beberapa sel terpilih dari sebuah populasi yang mampu membelah dan menjadi sel osteoblast dewasa (matang). Sel lainnya mengalami apoptosis. Jumlah sel-sel progenitor yang mampu distimulasi oleh medium bioaktif akan menurun seiring dengan bertambahnya usia.¹

Bioaktivitas Semen Ionomer Kaca

Reaktifitas permukaan kaca bioaktif telah dideskripsikan oleh Hench yang merangkum berbagai reaksi antara kaca bioaktif dengan permukaan jaringan yang mempunyai sebelas tahapan.

Perkembangan perubahan struktur semen ionomer kaca dengan komposisi partikel kaca yang mengandung SiO_2 (35,2-41,9%), Al_2O_3 (20,1-28,6%), CaF_2 (15,7-20,1%), Na_3AlF_6 (4,1-9,3%), AlF_3 (1,6-8,9%), AlPO_4 (3,8-12,1%) dan mekanisme perlekatan dengan jaringan melalui interlocking mekanis karena adanya pertukaran ion maka ada kemungkinan SIK merupakan material bioaktif.¹⁹ Selain itu telah dibuktikan bahwa semen ionomer kaca dapat ditoleransi dengan baik oleh jaringan periapikal bila dibandingkan dengan sealer atau guttapercha, bahkan fragmen kecil semen ionomer kaca dalam tulang tidak akan menghambat penyembuhan.²⁰

Percobaan implantasi semen ionomer kaca pada tulang terbukti tidak dapat berikatan secara kimia, dan ikatannya merupakan ikatan kimia interlocking mekanis yang lemah. Dan yang lebih menarik bahwa komposisi semen ionomer kaca tidak "bioinert" tetapi menunjukkan aktivitas osteokonduktifitas dengan tulang,¹⁸ perilaku ini terjadi karena adanya pertukaran ion dalam lingkungan biologis.²¹ Syarat esensial agar suatu material dapat berikatan secara kimia dengan tulang adalah dapat membentuk lapisan apatit pada permukaannya,¹⁸ dan semen ionomer kaca telah dikembangkan untuk digunakan sebagai semen tulang yang mampu melakukan aktivitas osteokonduktifitas dengan respon klinis dan biologis yang baik.

Pada percobaan implantasi semen ionomer kaca melalui proses biomimetik dengan direndam *Stimulated Body Fluid* (SBF), ditemukan bahwa semen ionomer kaca tidak melalui tahapan seperti kaca bioaktif, bahkan pertukaran ion natrium tidak terjadi dan pada penggunaan alat FTIR. Akan tetapi pada penelitian Nourmohammadi (2008), diduga semen ionomer kaca dapat melalui tahapan seperti pada kaca bioaktif tetapi tidak sampai pada tahap terakhir. Pada penelitian ini terbukti adanya peningkatan kalsium dan fosfor pada permukaan kaca setelah direndam selama 7 hari dan pembentukan lapisan apatit setelah 28 hari.²³

Ikatan kaca bioaktif yang terdiri atas SiO_2 , Na_2O dan P_2O_5 dapat dicapai dengan kandungan SiO_2 sebanyak 45-52% weight. Pada peningkatan prosentasi SiO_2 , maka diperlukan waktu yang lebih

lama untuk berikatan dengan tulang dan tidak berikatan dengan jaringan lunak.⁵ Pada semen ionomer kaca jumlah prosentase berat (wt%) SiO₂ pada berbagai semen ionomer komersil berkisar adalah sekitar 29% - 41,9%, dan kandungan Al₂O₃ pada semen ionomer kaca dapat menghancurkan ikatan antara kaca dengan tulang.^{1,12}

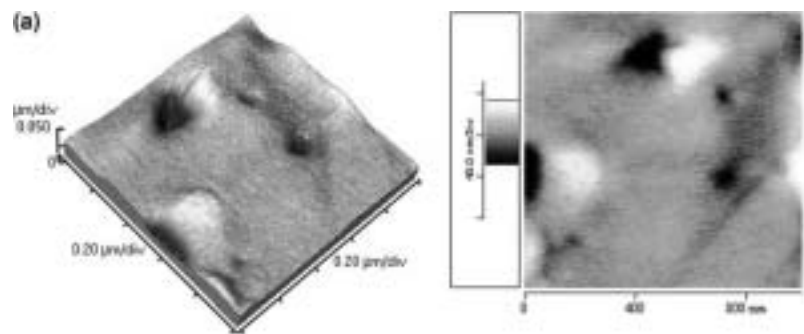
Pada beberapa penelitian pembentukan lapisan apatit yang menyerupai tulang pada permukaan kaca, hasilnya tidak memuaskan. Mekanisme pembentukan apatit pada permukaan kaca berbahan dasar CaO-SiO₂ dan keramik kaca dapat dibuktikan melalui proses biomimetik dengan SBF.¹⁸

Grup Si-OH dan -COOH banyak terdapat pada permukaan partikel kaca dan asam poliakrilik dalam SIK, sementara grup molekul ini memainkan peran penting dalam nukleasi apatit. Maka diharapkan semen ionomer kaca dapat membentuk lapisan apatit pada permukaannya dan mempunyai sifat bioaktif. Beberapa penelitian telah dilakukan untuk mengevaluasi hal tersebut. Matsuya dkk melaporkan bahwa semen ionomer kaca baru berbahan dasar

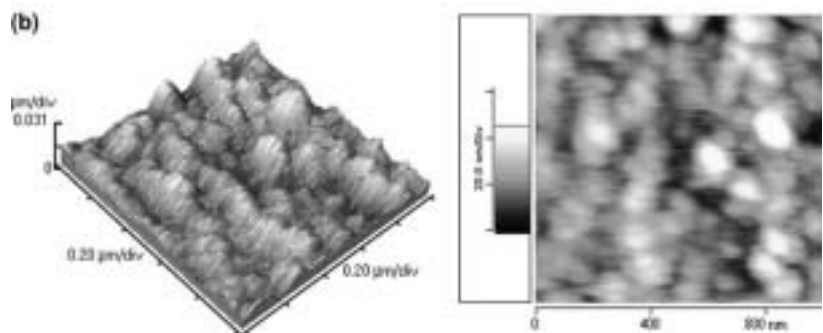
CaO-P₂O₅-SiO₂-MgO dan asam poliakrilik, setelah direndam dalam SBF tidak ditemukan adanya pembentukan lapisan apatit setelah 4 minggu. Sedangkan Kamikitahara dkk dengan menggunakan satu jenis semen ionomer kaca konvensional (Shofa, Jepang) menyimpulkan bahwa sulit mendapatkan semen ionomer kaca yang bioaktif karena adanya asam poliakrilik yang terlepas.²⁴ Namun menurut Nourmohammadi dkk (2008) menemukan adanya pembentukan lapisan HCA tipe B dalam jumlah kecil pada SIK modifikasi resin setelah direndam selama 28 hari. Pemilihan SIK modifikasi resin pada penelitian ini karena dianggap kandungan asam poliakriliknya lebih rendah dibandingkan semen ionomer kaca konvensional.²³

Salah satu perkembangan terakhir pada semen ionomer kaca adalah semen ionomer kaca nano yang memiliki ukuran partikel nano pada partikel kacanya, bahan ini memiliki kelebihan yaitu ketahanan terhadap *microleakage* lebih baik, permukaan setelah pemolesan lebih halus dan pelepasan fluornya lebih tinggi jika dibandingkan

Gambar 3a. Menunjukkan partikel kaca yang dikelilingi oleh matriks polimer porus.²³



Gambar 3b. Setelah perendaman dalam SBF selama 1 hari, terlihat globula pada permukaan SIK yang memperlihatkan nukleasi heterogenous kalsium fosfat.²³



dengan semen ionomer kaca modifikasi resin tanpa partikel nano.⁸ Pada penelitian yang dilakukan oleh Yong-bin Fan dan Xiao-ying Lu pada tahun 2007, ditemukan bahwa pada komposit nano-hidroksiapatit/chitosan, lapisan apatit dapat terbentuk dengan baik dalam perendaman SBF.²² Penelitian yang dilakukan oleh Kong et al, juga menyatakan bahwa pada perendaman nano hidroksiapatit/polimer biokomposit terjadi pembentukan lapisan apatit menyerupai tulang dengan baik.²¹ Hal ini mungkin berkaitan juga dengan ukuran partikel nano yang dimiliki bahan ini.

PEMBAHASAN

Perubahan konsep penggantian jaringan ke regenerasi, menyebabkan dikembangkannya material bioaktif. Salah satu persyaratan material bersifat bioaktif, material tersebut harus biokompatibel. Perkembangan biomaterial telah mencapai penemuan material yang dapat berintraksi dengan tubuh dan menginduksi repon yang diinginkan oleh jaringan induk. Ikatan yang ingin dicapai antara biomaterial dan jaringan induk adalah fiksasi bioaktif yang dapat dicapai dengan menggunakan material bioaktif. Material bioaktif adalah material yang dapat menghasilkan suatu respon biologis spesifik pada interfasi dan menghasilkan suatu bentuk ikatan antara jaringan dan material. Material bioaktif pertama ditemukan oleh Hench pada tahun 1969, yang dinamakan *Bioglass*®. Ada beberapa klasifikasi material bioaktif dan sebagai panduannya adalah indeks bioaktivitas. Pada material bioaktif kelas A maka yang terjadi adalah 11 tahapan secara sempurna.

Semen ionomer kaca bahan restorasi gigi yang telah digunakan sejak tahun '70 an yang bersifat biokompatibel.²⁵ Penggunaan semen ionomer kaca Selain untuk restorasi juga merupakan material pilihan untuk mengatasi perforasi dan pengisi pasca perawatan saluran akar retrograde.²⁰ Pada beberapa penelitian ditemukan bahwa terjadi kebocoran tepi pada semen ionomer kaca konvensional karena sifatnya yang sensitif terhadap kelembaban pada saat pengerasan, sehingga dikembangkan semen ionomer kaca modifikasi resin yang dapat langsung mengeras melalui reaksi cure metakrilat radikal bebas.

Semen ionomer kaca mengandung SiO_2 dan grup Si-OH dan -COOH yang banyak terdapat pada permukaan partikel kaca dan asam poliakrilik semen ionomer kaca, berperan penting dalam nukleasi apatit heterogenous dalam lingkungan tubuh,

sehingga diharapkan semen ionomer kaca dapat membentuk lapisan apatite pada permukaannya dan membentuk semen bioaktif. Percobaan implantasi semen ionomer kaca telah dilakukan dan telah terbukti bahwa semen ionomer kaca tidak dapat berikatan secara kimia dengan tulang seperti material bioaktif. Beberapa penelitian telah dilakukan untuk mengevaluasi kemungkinan pembentukan semen ionomer kaca bioaktif. Pada penelitian terakhir yang dilakukan oleh Nourmohammadi dkk pada tahun 2008 ditemukan bahwa terjadi pembentukan kristal apatit karbon tipe B dalam jumlah kecil setelah perendaman semen ionomer kaca modifikasi resin selama 28 hari dalam SBF. Salah satu perkembangan terakhir semen ionomer kaca memiliki ukuran nano pada partikel kacanya, kelebihan jenis semen ionomer kaca ini tahan terhadap kebocoran, permukaan lebih halus dan pelepasan fluornya lebih tinggi, jika dibandingkan dengan semen ionomer kaca modifikasi resin tanpa partikel nano.⁸ Pada penelitian yang dilakukan oleh Yong-bin Fan dan Xiao-ying Lu pada tahun 2007, ditemukan bahwa pada komposit nano-hidroksiapatit/chitosan, lapisan apatit dapat terbentuk dengan baik dalam perendaman SBF.²² Penelitian oleh Kong dkk, dinyatakan bahwa pada perendaman nano hidroksiapatit/polimer biokomposit terjadi pembentukan lapisan apatit menyerupai tulang dengan baik,²¹ hal ini mungkin ada kaitannya dengan ukuran partikel nano.

Dapat disimpulkan bahwa masih terdapat kontroversi diantara berbagai literatur sehubungan dengan beragam cara dan tipe semen ionomer kaca.

DAFTAR PUSTAKA

1. Hench LL, Jones JR, Sepulveda P. Bioactive materials for tissue engineering scaffolds. p. 3-24.
2. Nicolodi L, Sjölander E, Olsson K. Biocompatible ceramics –an overview of applications and novel material. KTH Nov I 2004; 4-12.
3. Nagaraja UP, Kishore G. Glass ionomer cement: the different generations. trends biomater. Artif Organs 2005; 18(2):158 – 65.
4. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: review. Australian Dent Journ 2004;49: (3): 112-21.
5. Bayne SC, Arbor A. 2006-2007. Available at: <http://www.personal.ulmich.edu/~sbyne/dental-material/glassionomer-Ho.pdf>
6. Yan Z, Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF. Response to thermal stimuli of glass ionomer cements. Dental Material 2007; 23: 597-600.

7. Xie D, Park JG, Faddah M, Zhao J, Khanijoun HK. Novel amino acid-constructed polyalkenoates for dental glass-ionomer restoratives. *Jour of Biomat Applications* 2006; 21: 147-65.
8. Ketac Nano GIC brochure, 3M.
9. Mausavinasab M, Namazikhah S, Sarabi N, Jajarm HH, Bidar M, Ghavamnasiri M. Histopatholgy study on pulpa response to glass ionomer in human teeth. *CDA Journal* 2008;36:1: 51-5.
10. Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass ionomer cement. *J Dent Res* 1979; 58:3:1080-6.
11. Hatton PV, Hurrell-Gillingham K, Brook IM. Biocompatibility of glass inomer bone cements. *J Dent* 2006;34:98-601.
12. Cerruti MG. Characterization of bioactive glasses. Effect of the immersion in solutions that simulated body fluids. PhD thesis in Chemical Science 2001-2004. University of Turin. Italy.
13. Greenspan DC. Development in biocompatible glass compositions. An MD&DI March 1999 Column, Spec Section. Available at: www.devicelink.cm/mddi/archive/99/03/011.html.
14. Coleman N.J. and Nicholson JW. Inorganic glasses and ceramics for bone tissue engineering. *Education in Chemistry* 2006; 43:156-60.
15. Jones JR, Gentleman E, Polak J. Bioactive glass scaffolds for bone regeneration. *Mineralogical Society of America* 2007;3:6: 393-99.
16. Karlina E, Herda E. Tinjauan umum bioglass sebagai bahan yang bersifat bioaktif. *Dentika Dental Jour* 2003; 8:1: 40 – 6.
17. Kokubo T. Bioactive glass ceramics:properties and applications. *Biomaterials* 1991;12:155-63.
18. N Jhamak, Sadrnezhad SK, Ghader AB. Bone Like Apatite Layer Formation on the New Resin Modified Glass Ionomer Cement. *J Mater Sci: MaterMed* 2008; 19:3507-14.
19. Ngo HC, Mount GJ, Intyre JM, Tuisuva J, Doussa RJV. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentin in permanent molars: An in vivo study. *Jour of Dents* 2006; 34: 608-13.
20. Emre B. Biocompatibility of retrograde root filling materials: a review. *Aust Endo Journal* 2007; 34:30-5.
21. Kong Y, Jie W, Yuan WC, et al. A study on in vitro and in vivo bioactivity of nano hydroxyapatite/polymer biocomposite. *Chinese Science Bulletin* 2007;52(2):267-71.
22. Fan Y, Lu X. A study of apatite formation on natural nano-hydroxyapatite/chitosan composite in simulated body fluid. *Fr. Matr. Sci.Ch.*2008; 2: 91-4.
23. Nourmohammadi J, Sadrnezhad SK. Bone-like apatite layer formation on the new resin-modified glass-ionomer cement. *J Mater Sci: Mater Med* 2008;19: 3507-14.
24. Kamikatahara M, Kawashita M, Kokubo T, Nakamura T. Effect of polyacrylic acid in a simulated body fluid: fundamental examination of the possibility of obtaining bioactive glass-ionomer cements for orthopaedic use. *Biomaterial* 2001;22:3191-96.
25. Duinen RNB. The next step in restorative. Pub in "Tandatspraktijk" The Netherland. May 2006. Available at: www.glasscarbomer.com.